



⑯ **Anmelder:**

Fa. Carl Zeiss, 7920 Heidenheim, DE

⑯ Aktenzeichen: P 3245939.4
⑯ Anmeldetag: 11. 12. 82
⑯ Offenlegungstag: 14. 6. 84

⑯ **Erfinder:**

Bille, Josef, Prof. Dr., 6900 Heidelberg, DE

Deutsche Patentagentur

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑯ **Vorrichtung zur Erzeugung eines Bildes des Augenhintergrundes**

Bei der Erzeugung eines Bildes des Augenhintergrundes wird die Belastung des Patienten gegenüber den jetzt verwendeten Techniken (Funduskamera) dadurch herabgesetzt, daß ein Laserstrahl in Form eines Abtastrasters über die Retina und das von dieser reflektierte Licht über einen photoelektrischen Empfänger zur Erzeugung eines Fernsehbildes verwendet wird. Zur Erzielung eines sehr hohen Auflösungsvermögens werden während des Abtastvorganges mindestens in den interessierenden Teilbereichen Signale einer größeren Anzahl von Bildpunkten gewonnen als der Fernsehnorm entspricht. Die Teilbereiche werden so groß gewählt, daß bei ihrer Fernsehdarstellung jedem Punkt des Bildrasters ein getrennter Bildsignalwert zugeordnet ist. Während sich der Abtaststrahl im Rahmen eines ausgewählten Teilbereiches bewegt, wird seine Intensität hochgeschaltet, um den Bildkontrast zu verbessern.

Die Vorrichtung arbeitet mit mindestens einem Polygon-Scanner (8) und enthält ein aktives Bildelement (6), das mit einem Sensor (32) einen geschlossenen Regelkreis zur adaptiv-optischen Bildschärfeeinstellung bildet. Zur Intensitätssteuerung des Abtaststrahles ist ein elektronischer Verschluß (2) vorgesehen.

Die Vorrichtung ist ferner so ausgebildet, daß sie neben der Bildzeugung auch die Messung der räumlichen Blutflußverteilung im Fundus und der Sauerstoff-Sättigung des Blutes in der Netzhaut des betrachteten Auges ermöglicht.

DE 3245939 A1

DE 3245939 A1

Patentansprüche:

1. Vorrichtung zur Erzeugung eines Bildes des Augenhintergrundes, bei dem ein von einem Laser erzeugter Lichtstrahl in Form eines Linien-5 Abtastrasters über die Retina geführt und das von dieser reflektierte Licht auf einen photoelektrischen Empfänger abgebildet wird, und bei dem eine mit dem Abtastraster synchronisierte Fernsehanlage zur Bilddarstellung der vom Empfänger kommenden Signale dient, dadurch gekennzeichnet, daß zur schnellen und linearen Abtastung des Bild-10 feldes (18) in mindestens einer Koordinatenrichtung ein Polygon-Scanner (8) vorgesehen ist, und daß zwischen Laser-Lichtquelle (1) und den Scannern (8,12) ein wahlweise einschaltbares aktives Bild-15 element (6) angeordnet ist, das mit einem Sensor (32) einen geschlossenen Regelkreis zur adaptiv-optischen Bildschärfeeinstellung bildet und während seiner Betätigung den Abtaststrahl so fein fokussiert, daß Signale einer größeren Anzahl von Bildpunkten gewonnen werden als der Fernsehnorm entspricht.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Fern-20 sehanlage (23-27) zur Darstellung des gesamten Bildfeldes (18) in Form eines Übersichtsbildes ausgebildet ist und Mittel (24) zur Auswahl eines Teilbereiches (28) enthält.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, daß die25 Mittel zur Teilbereichs-Auswahl so mit dem Regelkreis (33) des aktiven Bildelements (6) gekoppelt sind, daß dieses nur eingeschaltet wird, solange sich der Abtaststrahl innerhalb des gewählten Bereiches bewegt.
- 30 4. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß der Teil- bereich (28) so groß gewählt ist, daß bei seiner Darstellung auf dem Bildschirm (25) der Fernsehanlage (23-27) jedem Punkt des Bildra- sters ein getrennter Bildsignalwert zugeordnet ist.
- 35 5. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß in Licht- richtung gesehen hinter der Lichtquelle (1) und vor dem Empfänger

(22) gekreuzte Polarisatoren (3,21) angeordnet sind, und daß zwischen Lichtquelle (1) und Polarisator (3) ein über die Fernsehanlage (23-27) steuerbarer elektronischer Verschluß (2) vorgesehen ist.

5 6. Vorrichtung nach Anspruch 2 und 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Mittel zur Teilbereichs-Auswahl mit dem Verschluß (2) so gekoppelt sind, daß die Intensität des Abtaststrahles erhöht wird, solange er sich innerhalb des gewählten Bereiches bewegt.

10 7. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das aktive Bildelement als aktiver Spiegel (6) ausgebildet ist.

8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß als Sensor im Regelkreis des aktiven Bildelementes (6) ein Wellenfrontsensor 15 (32) vorgesehen ist.

9. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Fernsehanlage (23-27) mit mindestens einem Bildspeicher (27) ausgerüstet ist.

20

10. Vorrichtung nach Anspruch 1-9, dadurch gekennzeichnet, daß zusätzlich eine Einrichtung (41) zur Messung der räumlichen Blutflußverteilung im Fundus (18) vorgesehen ist.

25 11. Vorrichtung nach Anspruch 1-10, dadurch gekennzeichnet, daß zusätzlich eine Einrichtung (54 bis 62) zur Messung der räumlichen Verteilung der Sauerstoffsättigung des Blutes in der Netzhaut (18) des betrachteten Auges (16) vorgesehen ist.

30

35

3245939

3

5 Firma Carl Zeiss, 7920 Heidenheim (Brenz)

10

15 Vorrichtung zur Erzeugung eines Bildes des
Augenhintergrundes

20

25

30

35

1 P 979x

1 G 1144x

(Vorrichtung zur Erzeugung eines Bildes des Augenhintergrundes)

Die vorliegende Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Erzeugung eines Bildes des Augenhintergrundes.

5

Vorrichtungen zur Beobachtung und zur Photographie des Augenhintergrundes sind unter der Bezeichnung Funduskamera seit vielen Jahren auf dem Markt und sind zu unentbehrlichen Hilfsmitteln in der augenärztlichen Diagnostik geworden. Sie dienen beispielsweise zur Kreislaufbeobachtung 10 durch die sog. Fluoreszenzangiographie, zur Diagnose von intraokularen Tumoren, zum Erkennen von Gefäßschädigungen bei Diabetis, zum Erkennen von Netzhautablösungen, usw. In jedem Falle kommt es darauf an ein Bild zu erhalten, in dem auch feinste Gefäßstrukturen noch erkennbar sind.

15 Bei den bekannten Funduskameras wird der Augenhintergrund mittels eines Lichtbündels beleuchtet, das die Pupille des Auges ausleuchtet und das von der Retina des Auges reflektierte Licht wird einem Beobachtungsmikroskop zur Bilderzeugung zugeführt. Diese Geräte sind inzwischen an die Grenze ihrer Entwicklungsmöglichkeit gestoßen, insbesondere da die 20 Belastbarkeit des Patienten nicht weiter gesteigert werden kann.

Aus diagnostischen Gründen besteht aber der Wunsch Bilder des Augenhintergrundes mit einem noch besseren Auflösungsvermögen und verbessertem Bildkontrast zu erhalten und dabei nach Möglichkeit die Belastung des 25 Patienten zu verringern.

Ein Versuch in dieser Richtung weiterzukommen ist in der US-PS 4 213 678 beschrieben. Bei dem dort beschriebenen Gerät wird ein kollimierter, durch das Auge fokussierter Laserstrahl zur Beleuchtung eines 30 einzelnen Punktes der Retina verwendet und dieser Strahl wird so abgelenkt, daß man eine sequentielle punktweise Abtastung der Retina in Form eines Linienrasters erhält. Das von der Retina reflektierte und durch die volle Pupille des Auges tretende Licht wird auf einen photoelektrischen Empfänger gelenkt. Das von diesem erzeugte Signal wird mit 35 der Scan-Bewegung des Laserstrahles synchronisiert und dient zur Erzeugung eines Bildes auf einem Fernseh-Monitor.

Bei diesem bekannten Gerät wird gegenüber einer Funduskamera die Belastung des Patienten herabgesetzt, doch kann das Auflösungsvermögen nicht wesentlich gesteigert werden, da der Laserstrahl beugungsbedingt einen relativ großen Bereich der Retina (ca. 10 μm Durchmesser) beleuchtet.

Dieser Nachteil läßt sich auch durch Verbesserungen der externen Abbildungsoptik nicht vermeiden, da die abbildenden Medien des optischen Apparates des Auges prinzipiell mit optischen Aberrationen behaftet sind. Auch eine vergrößerte Darstellung eines Teilbereichs der Retina, zu der bei diesem bekannten Gerät das Abtastfeld entsprechend diesem Teilbereich gewählt werden muß, führt zu keiner wesentlichen Verbesserung der erreichbaren Auflösung. Dabei ist es wegen der beschränkten Punktauflösung des verwendeten resonanten Galvanometer-Scanners grundsätzlich nicht möglich ein Übersichtsbild und ein Teilbild hoher Auflösung simultan zu erzeugen und darzustellen.

Es ist nun die Aufgabe der vorliegenden Erfindung eine Vorrichtung zur Erzeugung eines Bildes des Augenhintergrundes zu schaffen, welche es ermöglicht neben einem Übersichtsbild hoher Auflösung auch in ihrer Lage frei wählbare Teilbilder derselben hohen Auflösung zu erzeugen, deren Bildkontrast wählbar ist und die ohne Eingriff in den Abtastmechanismus schnell, einfach und unter ständiger Präsenz des Übersichtsbildes anwählbar und darstellbar sind.

25

Die Erfindung geht von einer Vorrichtung nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1 aus und erreicht die Lösung der zugrundeliegenden Aufgabe dadurch, daß erfindungsgemäß zur schnellen und linearen Abtastung des Bildfeldes in mindestens einer Koordinatenrichtung ein Polygon-Scanner vorgesehen ist und daß zwischen Laser-Lichtquelle und den Scannern ein wohlweise einschaltbares aktives Bildelement angeordnet ist, das mit einem Sensor einen geschlossenen Regelkreis zur adaptiv-optischen Bildschärfeeinstellung bildet und während seiner Betätigung den Abtaststrahl so fein fokussiert, daß Signale einer größeren Anzahl von Bildpunkten gewonnen werden, als der Fernsehnorm entspricht.

Das aktive Bildelement ist vorteilhaft als aktiver Spiegel ausgebildet,

wie er an sich aus der Literatur für andere Verwendungszwecke bekannt ist. Als Sensor im Regelkreis wird zweckmäßig ein Wellenfrontsensor vorgesehen. Ein, im wesentlichen aus diesen Elementen bestehender Regelkreis ermöglicht eine adaptiv-optische Bildschärfeeinstellung, 5 d.h. mit seiner Hilfe können Bildverschlechterungen, die durch die Aberrationen des optischen Abbildungssystems und der Übertragungsmedien des Auges entstehen, ausgeglichen werden.

Bei der Vorrichtung nach der Erfindung wird im allgemeinen der beleuchtende Laserstrahl auf einen Durchmesser von 3-4 mm, in Ausnahmefällen 10 auch noch weiter aufgeweitet und es gelingt dabei durch Kompensation aller vorliegender Aberrationen den Laserstrahl auf einen Fleck mit einem minimalen Durchmesser von 2-3 μm auf der Retina zu fokussieren. Damit lassen sich mehr als 5000 Bildpunkte pro Abtastzeile auflösen, 15 d.h. deutlich mehr als die, beispielsweise nach der CCIR-Fernsehnorm vorgesehenen 800 Bildpunkte. Damit können beispielsweise einzelne Rezeptoren in der Fovea aufgelöst und dargestellt werden.

Da bei der Verwendung der adaptiv-optischen Bildschärfeeinstellung die 20 Daten über die Wellenfront des abbildenden Laserlichtes anfallen, ermöglicht es die Vorrichtung nach der Erfindung den Brechungsindexverlauf innerhalb des Auges zu rekonstruieren, so daß erstmals eine automatische Refraktionsbestimmung hoher Genauigkeit möglich ist.

25 Bei der neuen Vorrichtung wird die Ablenkung des beleuchtenden Laserstrahles in mindestens einer Koordinatenrichtung mit Hilfe eines Polygon-Scanners vorgenommen, bei dem die Ablenkung des Lichtstrahles mittels eines schnell rotierenden Polygon-Spiegels erfolgt. Der Polygon-Scanner wird zweckmäßig zur Abtastung in x-Richtung, d.h. in Richtung 30 der Fernsehzeilen verwendet. Zur Abtastung in y-Richtung kann ebenfalls ein Polygon-Scanner Verwendung finden, es ist jedoch auch möglich diese Ablenkung über einen Galvanometerspiegel zu bewirken.

In jedem Falle ist es notwendig von den Elementen zur Ablenkung des 35 Laserstrahles Synchronimpulse zu gewinnen, die zur Synchronisierung der Fernsehanlage dienen, die zur Bilddarstellung der vom Empfänger-kommen-

den Signale verwendet wird. Diese Fernsehanlage dient zur Darstellung des gesamten abgetasteten Bildfeldes in Form eines Übersichtsbildes. Sie enthält ferner Mittel zur Auswahl eines gesondert darzustellenden Teilbereiches.

5

Die Vorrichtung nach der Erfindung ist ferner so ausgebildet, daß zur Verbesserung des Bildkontrastes die Intensität des abtastenden Laserstrahles innerhalb eines wählbaren Teilbereiches erhöht werden kann. Dazu sind vorteilhaft hinter der Lichtquelle und vor dem Empfänger 10 gekreuzte Polarisatoren angeordnet und es ist zwischen Lichtquelle und erstem Polarisator ein Über die Fernanlage steuerbarer elektronischer Verschluß vorgesehen.

Bei der neuen Vorrichtung ist es möglich im on-line-Verfahren zu arbeiten und ein Teilbild beispielsweise mittels eines sogenannten Lichtgriffels auszuwählen. Dazu wird beispielsweise in einem ersten Abtastvorgang zunächst ein Übersichtsbild dargestellt und anhand dieses Übersichtsbildes wird der hervorzuhebende Teilbereich ausgewählt. In einem zweiten Abtastvorgang werden dann während des Abtastens dieses Teilbereiches Signale einer größeren Anzahl von Bildpunkten gewonnen als der Fernsehnorm entspricht, wobei wahlweise zusätzlich die Intensität des Abtaststrahles innerhalb dieses Bereiches erhöht werden kann.

Bei einer anderen Betriebsart werden während des Abtastens des gesamten 25 Bildfeldes Signale einer größeren Anzahl von Bildpunkten gewonnen als der Fernsehnorm entspricht. Diese Signale werden zweckmäßig digitalisiert und gespeichert. Die gespeicherten Signale werden beim eigentlichen Auswertevorgang als Übersichtsbild dargestellt und aus diesem Bild läßt sich in bekannter Weise ein Teilbild auswählen. Da für dieses 30 im Speicher so viele Bildpunktssignale bereitstehen wie im Fernsehbild darstellbar sind, kann also ohne erneuten Abtastvorgang ein vergrößertes Teilbild dargestellt werden, das dieselbe hohe Auflösung hat wie das Übersichtsbild.

35 Bei beiden Betriebsarten wird in den Ablenkmechanismus nicht eingegriffen. Es stehen so viele Bildpunktssignale zur Verfügung, daß das ausge-

wählte Teilbild alle darstellbaren Informationen enthält. Dieses Teilbild wird also sozusagen mittels einer "elektronischen Lupe" aus dem Übersichtsbild herausvergrößert, wobei die Auflösung im Teilbild entsprechend der gewählten Vergrößerung verbessert wird.

5

Durch die geschilderte Erhöhung der Intensität des Abtaststrahls wird eine Verbesserung des Bildkontrastes im Teilbild erreicht, ohne daß die gesamte Lichtbelastung des Patientenauges merkbar erhöht wird. Das Teilbild wird also sozusagen mit Hilfe einer "Intensitätlupe" betrachtet.

10

Aus diesen Ausführungen wird klar, daß es das neue Verfahren ermöglicht einen ausgewählten Teilbereich aus dem Fundus des Auges mit verbesserten Auflösung und höherem Bildkontrast zu betrachten, wobei die Belastung des Patienten gegenüber einer üblichen Funduskamera sogar noch herabgesetzt wird.

15 Mit dem Verfahren nach der Erfindung ist es insbesondere möglich das Übersichtsbild und das jeweils ausgewählte Teilbild simultan auf getrennte Monitoren darzustellen und so dem Betrachter jederzeit die genaue Position des Teilbildes im Bildfeld deutlich zu machen.

20 Die nach der Erfindung aufgebaute Vorrichtung zur Erzeugung eines Bildes des Augenhintergrundes läßt sich mit einfachen Mitteln zu einer Vorrichtung zur Blutflußmessung und zur Sauerstoff-Blutsättigungsmessung erweitern. Solche Messungen sind für den untersuchenden Arzt sehr wertvoll, da sie es ermöglichen, die anhand des Bildes des Augenhintergrundes gefundene Diagnose durch Messungen zu untermauern, ohne daß ein anderes Gerät zur Anwendung gebracht werden muß.

30

25 Die Messung des Blutflusses erfolgt mittels eines Laser-Doppler-Velocimeters, dessen Aufbau aus der nachfolgenden Figurenbeschreibung deutlich werden wird. Mit dieser Einrichtung läßt sich die räumliche Blutflußverteilung im Fundus des Auges ermitteln, was insbesondere bei 30 Diabetes-Untersuchungen von großer Wichtigkeit ist.

Die Sauerstoff-Blutsättigungsmessung ergibt ein Maß für die räumliche Verteilung der Sauerstoffsättigung in der Netzhaut, was für Diabetes- und Kreislauf-Untersuchungen wichtig ist.

5 Einrichtungen zur Blutflußmessung und zur Sauerstoff-Blutsättigungsmessung sind als solche an sich bekannt. Neu und besonders wertvoll ist die durch die Erfindung geschaffene Möglichkeit diese Messungen mittels desselben Gerätes durchführen zu können, das zur Erzeugung eines hoch aufgelösten und kontrastreichen Bildes des Augenhintergrundes dient.

10

Die Erfindung wird im folgenden anhand der Fig. 1-7 der beigefügten Zeichnungen näher erläutert. Im einzelnen zeigen,

Fig. 1 ein Ausführungsbeispiel einer Vorrichtung nach der Erfindung,
15

Fig. 2 ein beispielsweise Bild des Augenhintergrundes, wie es von der Vorrichtung nach Fig. 1 erzeugt wird.

Fig. 3 eine Prinzipdarstellung des in der Vorrichtung der Fig. 1 verwendeten aktiven Spiegels.

Fig. 4 eine perspektivische Darstellung des aktiven Spiegels.

Fig. 5 eine gesonderte Darstellung des in der Vorrichtung der Fig. 1
25 enthaltenen Wellenfrontsensor.

Fig. 6 ein Ausführungsbeispiels eines Laser-Doppler-Velocimeters zur Blutflußmessung:

30 Fig. 7 die Abhängigkeit des Extinktionskoeffizienten von Hämoglobin und Oxyhämoglobin von der Wellenlänge

In Fig. 1 ist mit 1 ein als Lichtquelle verwendeter Laser bezeichnet, der beispielsweise als 2 mW He-Ne-Laser ausgebildet ist, der bei einer Wellenlänge von 633 nm emittiert. Das vom Laser ermittelte Licht tritt

durch einen elektrisch steuerbaren Verschluß 2, z.B. eine Pockelszelle und einen Polarisator 3. Mittels des schematisch dargestellten optischen Systems 4 wird der Laserstrahl aufgeweitet und über einen halbdurchlässigen Spiegel 5 einem aktiven Spiegel 6 zugeführt. Das von 5 diesem Spiegel reflektierte Licht tritt durch ein optisches System 7 und trifft auf einen Polygonspiegel 8, der mittels eines Motors 9 in Richtung des Pfeiles gedreht wird.

Besteht der Polygonspiegel 8 beispielsweise aus 20 Facetten, so liegt 10 seine Drehzahl bei ca. 12.000 U/min. Während seiner Drehung lenkt er den Laserstrahl linear in Zeilenrichtung x ab. Bei einer Zeilenrepetitionsrate von 4 KHz erhält man einen nutzbaren Ablenkinkel von 30° bei einer durch den Facettenwechsel bedingten 20%-igen Totzeit. Ein schematisch dargestelltes System 10 dient zur Erzeugung von Synchronimpulsen, 15 welche Beginn und Ende jeder Abtastzeile kennzeichnen. Diese Impulse werden einer Steuereinheit 11 zugeführt.

Ein solcher Polygon-Scanner ist beispielsweise aus der Zeitschrift "Analytical and Quantitative Cytology" Vol. 3, Nr. 1, März 1981, Seiten 20 55/66 insbesondere Seiten 57 und 63 bekannt.

Die optische Ablenkebene wird über ein Objektiv 11 auf einen linearen Galvanometer-Scanner 12 abgebildet, der den Laserstrahl in vertikaler Richtung sägezahnförmig ablenkt. Zum Antrieb des Scanners 12 dient eine 25 Anordnung 13, die über die Kontrolleinheit 11 mit Steuerimpulsen versorgt wird. Die Kontrolleinheit 11 koppelt alle Steuersignale phasenstabil an das Spiegelreferenzsignal von 10 an, da es wegen der hohen Trägheit des rotierenden Polygonspiegels 8 nicht möglich ist dessen Drehzahl einem festen Takt nachzuregeln.

30

Der beleuchtende Laserstrahl wird über ein weiteres Objektiv 14 auf die Pupille des Auges 16 abgebildet, wobei er über einen halbdurchlässigen Spiegel 15 in das Auge eingekoppelt wird. Der Beleuchtungsstrahl besitzt eine Taille in der Pupillenebene 17 des Auges 16, da diese zu den 35 Ablenkebenen der Scanner 8 und 12 konjugiert ist.

Die an der Retina 18 reflektierte Strahlung tritt durch einen halbdurchlässigen Spiegel 19, wird von einer asphärischen Linse 20 mit großem Öffnungsverhältnis gesammelt, tritt durch einen weiteren Polarisator 21 und wird nahe einer zur Pupillenebene 17 des Auges 16 konjugierten Ebene mittels eines Empfängers 22 detektiert.

Die vom Empfänger 22 gelieferten Signale werden im Verstärker 23 verstärkt und über einen TV-Normsignalgenerator 24 einem TV-Monitor 25 zugeführt. Der TV-Normsignalgenerator 24 wird von der Kontrolleinheit 10 11 angesteuert und liefert die zur Bilderzeugung notwendigen Synchronimpulse. Damit wird auf dem Monitor 25 ein Bild des Augenhintergrundes, 18 sichtbar, da das vom beleuchtenden Laserstrahl auf der Retina 18 beschriebene Abtastraster mit dem TV-Raster übereinstimmt.

15 Es ist wohlweise auch möglich die vom Empfänger 22 kommenden Signale nach Verstärkung bei 23 im Wandler 26 zu digitalisieren und in einen Speicher 27 einzugeben. Dieser Speicher kann als Wiederholspeicher eines digitalen Bildsystems ausgebildet sein, der nach Beendigung des Einlesezyklus die Bildsignale auf dem Monitor 25 falschfarbenkodiert 20 darstellt. Es ist auch möglich den Speicher 27 bei entsprechender Dimensionierung als Langzeitspeicher auszubilden. In diesem Falle sind die Bildsignale ständig abrufbar, so daß beispielsweise ein Vergleich von Bildern möglich ist, die zu verschiedenen Zeitpunkten erzeugt wurden; auch eine meßtechnische Auswertung der Bildsignale wird damit 25 jederzeit ermöglicht.

Die Polarisatoren 3 und 21 sind gekreuzt zueinander angeordnet. Damit wird der Cornea-Reflex unterdrückt. Im Zusammenspiel mit dem elektronischen Verschluß 2 kann ein bestimmter, anhand des Übersichtsbildes auf 30 dem Monitor 25 ausgewählter Teilbereich intensitätsmäßig hervorgehoben werden. Zur näheren Erläuterung dient Fig. 2, die ein Übersichtsbild zeigt, das beispielsweise bei der Abtastung der Retina 18 des Auges 16 mittels der Scanner 8 und 12 entsteht. Mittels eines Lichtgriffels kann in bekannter Weise ein Teilbereich, beispielsweise der Bereich 28 aus 35 dem Übersichtsbild auf dem Monitor 25 ausgewählt werden. Der Generator

24 erzeugt dann die notwendigen Synchronimpulse, die bewirken, daß über die Schaltanordnung 29 der Verschluß 2 eine höhere Intensität des beleuchtenden Laserbildes durchläßt, solange sich der Abtaststrahl im ausgewählten Teilbereich 28 bewegt. Diese Intensität ist also höher als 5 bei der Bewegung des Abtaststrahlers außerhalb des Teilbereiches 28. Dieser Teilbereich 28 erscheint damit durch eine sogenannte "Intensitätslupe" hervorgehoben und hat einen besseren Bildkontrast als das 10 Umfeld. Der Bereich 28 wird dabei zweckmäßig anstelle des Übersichtsbildes formatfüllend vom Monitor 25 wiedergegeben. Selbstverständlich ist es auch möglich zwei Monitore zu verwenden und das Übersichtsbild 15 sowie das Bild des Teilbereiches 28 simultan darzustellen.

Der elektronische Verschluß 2 arbeitet so schnell, daß es auch möglich ist 20 geschädigte Gefäße, die anhand des Übersichtsbildes oder eines 15 Teilbildes eindeutig lokalisiert wurden durch eine momentane Erhöhung der Intensität des Laserlichts zu koagulieren. Dabei ist gewährleistet, daß die Lichtintensität nur dann hochgeschaltet wird, wenn der Abtaststrahl die Koordinaten der zu koagulierenden Gefäße erreicht hat.

25 Wie Fig. 1 zeigt fällt der beleuchtende Laserstrahl durch den vor dem Auge 16 angeordneten Spiegel 15 auf einen Empfänger 30. Dieser dient zur Kontrolle der applizierten Leistung und schaltet über die Steuer- 20 einheit 31 und den Verschluß 2 den Laserstrahl automatisch ab, sobald diese Leistung unzulässig hohe Werte erreicht. Zugleich dient dieser Empfänger dazu Intensitätsschwankungen des beleuchtenden Laserstrahles 25 durch Regelung über den Verschluß zu elemenieren.

Es hat sich gezeigt, daß die auf dem Monitor 25 dargestellten, durch 30 Abtasten gewonnenen Bilder plastischer erscheinen als die mit einer Funduskamera üblicher Bauart aufgenommen Bilder. Um optimale Plastizität der Bilder wählen zu können, ist es zweckmäßig anstelle des He-Ne-Lasers 35 einen durchstimmbaren Farbstofflaser zu verwenden. Dieser ermöglicht es die geeignete Wellenlänge des beleuchtenden Strahlers auszuwählen.

35 Im Beleuchtungsstrahlengang des Gerätes der Fig. 1 ist ein aktives Bild- element 6 angeordnet, das zur adaptiv-optischen Bildverbesserung in einen geschlossenen Regelkreis dient. Diese Regelschaltung enthält einen

schematisch dargestellten Wellenfrontsensor 32, welcher die optischen Aberrationen des Bildes der Retina 18 ermittelt, das über den Spiegel 19 auf ihn gelenkt wird. Über eine im folgenden näher zu beschreibende Regelschaltung und das Bildelement 6 werden die Aberrationen ausgerichtet. 5 gilt.

Als aktives Bildelement 6 ist im dargestellten Beispiel ein Membran-Spiegel gewählt, wie er aus der Zeitschrift J. Opt. Soc. Am., Vol. 67 (1977), No. 3, März 1977, Seiten 399/406 bekannt ist. Ein solcher Spiegel 10 besteht, wie die schematische Darstellung der Fig. 3 zeigt aus einer transparenten Elektrode 34, die auf ein Glasfenster aufgedampft ist und die an einer Spannung U_0 liegt. In geringem Abstand (ca. 50 μm) von dieser Elektrode ist eine geerdete Spiegelfolie 35 angeordnet, die aus einer sehr dünnen (ca. 0,5 μm dicken) Kunststofffolie besteht, welche mit 15 Aluminium bedampft ist. Wiederum in geringem Abstand (ca. 50 μm) ist ein Array aus mehreren, beispielsweise 63 Elektroden 36 angeordnet, die einzeln ansteuerbar sind. Die Ansteuerung der Elektroden 36 erfolgt mit einer Spannung $U_0 \pm U_i$ und ergibt eine resultierende elektrostatische Kraft auf die Folie 35. Der Spiegel 6 entspricht damit einem mehrkanaligen Elektrometer, wobei die Maximalauslenkung der Folie 35 in der Größenordnung von 1 μm liegt. 20

Die Ansteuerung des Spiegels 6 erfolgt zweckmäßig auf der Basis eines modalen Regelverfahrens. Dazu werden Grundformen der optischen Aberration wie Astigmatismus, sphärische Aberration, Defokussierung und Koma auf den beleuchtenden Laserstrahl in einer zur Pupillenebene 17 des Auges 16 konjugierten Ebene aufmoduliert. Dies erfolgt, wie Fig. 4 zeigt mittels eines Steuerrechners 33. Dieser enthält eine Anordnung 33a, welche die den erwähnten Grundformen der optischen Aberrationen entsprechenden Signale erzeugt und eine Anordnung 33b, die zur Verteilung dieser Signale auf die Elektroden 36 dient. 30

Das nach Einschalten des Spiegels 6 erzeugte Bild wird über den Spiegel 19 auf einen Wellenfrontsensor 32 geworfen. Ein beispielsweiser Aufbau 35 dieses Wellenfrontsensors 32 ist aus Fig. 5 ersichtlich.

Das vom Auge 16 reflektierte Licht wird mittels eines optischen Systems

34, das bei 35 eine konjugierte Blendenebene enthält auf ein rotierendes Gitter 36 abgebildet. Das dabei entstehende Interferenzmuster wird über das optische System 37 auf ein Dioden-Array 38 abgebildet, das den Verlauf der Wellenfront mißt. Über den Prozessor 39 werden daraus 5 Signale gewonnen, welche über die Anordnung 33 den aktiven Spiegel 6 solange verstellen, bis die optimalen Fokussierungsparameter ermittelt sind, welche alle optischen Aberrationen des untersuchten Auges 16 kompensieren.

10 Wenn dieser optimale Korrektionszustand erreicht ist, läßt sich der auf einen Durchmesser von ca. 4 mm aufgeweitete beleuchtende Laserstrahl auf eine minimale Fokalgröße von ca. 2,5 μm Durchmesser auf der Retina 18 fokussieren.

15 Die bei der geschilderten adaptiv-optischen Bildschärfeeinstellung anfallenden Daten über die Wellenfront des abbildenden Laserlichts ermöglichen die Rekonstruktion des Brechungsverlaufs innerhalb des Auges 16. Dazu dient die Anordnung 40. Diese ist zweckmäßig so ausgebildet, daß sie die ermittelten Daten anzeigt, bzw. ausdrückt.

20 Die ermittelten Korrektionsdaten für den Spiegel 6 sind im Speicherteil des Steuerrechners 33 abgelegt und daraus jederzeit in Echtzeit abrufbar.

25 Vor der eigentlichen Beobachtung des Auges 16 durch den Arzt erfolgt zunächst die Ermittlung der Aberrationen durch die beschriebene adaptiv-optische Bildschärfeeinstellung. Dazu wird ein separater Untersuchungsvorgang durchgeführt. Dabei werden mit einer Datenrate von beispielsweise 100 Richtungen/s in unterschiedlichen Richtungen durch das 30 Auge die optimalen Fokussierungsparameter ermittelt. Die so ermittelten Daten für die Aberrationen des Auges 16 werden im Datenspeicher des Rechners 33 abgelegt. Es ist beispielsweise möglich während einer Bildaufnahmezeit von 80 msec aufgrund der Geschwindigkeit des aktiven Spiegels 6 und der Datenaufbereitung eine Auflösung von 800 Unteraperturen 35 mit 63 Korrekturelektroden 36 innerhalb eines gewählten Fundusabschnitts zu erreichen.

Beim eigentlichen Untersuchungsvorgang werden die Korrekturwerte für den Spiegel 6 in Echtzeit aus dem Speicher des Rechners 33 abgerufen, so daß geometrisch maßstabsgerechte Fundusbilder erzeugt werden können, die nicht durch die optischen Aberrationen des Auges verfälscht sind.

5

Beim Abtasten der Retina 18 mittels eines über den Spiegel 6 korrigierten beleuchtenden Laserstrahles werden in einer Abtastzeile Signale einer größeren Anzahl von Bildpunkten gewonnen als auf dem Fernsehbild des Monitors 25 darstellbar sind. So lassen sich beispielsweise mehr 10 als 5000 Bildpunkte in einer Zeile auflösen. Der Monitor 25 zeigt deshalb ein Übersichtsbild aus gemittelten Signalen.

Wird nun anhand des Übersichtsbildes ein genauer zu betrachtender Bildausschnitt, z.B. der Ausschnitt 28 der Fig. 2 ausgewählt, so wird 15 dieser Ausschnitt formatfüllend auf dem Monitor 25 dargestellt, wobei auch hierbei das volle Auflösungsvermögen erreicht wird, wenn der Teilbereich 28 in seiner Größe entsprechend gewählt ist. Für eine solche Anpassung sorgt der Normsignalgenerator 24.

20 Es ist mit der dargestellten und beschriebenen Vorrichtung der Fig. 1 also möglich einen Bildausschnitt mit verbesserter Bildauflösung zu beobachten, ohne daß irgendwelche Eingriffe in das optische System des Gerätes notwendig sind. Man kann also von einer Bildvergrößerung durch eine "elektronische Lupe" sprechen.

25

Es ist möglich und vorteilhaft zugleich mit der geschilderten elektronischen Lupe auch die Intensitätlupe zum Einsatz zu bringen, d.h. das ausgewählte Teilbild mit erhöhter Intensität abzutasten. Damit wird erstmals eine Detaildarstellung eines Fundusbildes mit hohem Auflösungsvermögen und hohem Bildkontrast möglich. Das Auflösungsvermögen ist dabei so groß, daß einzelne Rezeptoren in der Fovea aufgelöst werden.

Es ist im allgemeinen nicht notwendig den beleuchtenden Laserstrahl 35 über das gesamte Bildfeld mittels des aktiven Spiegels 6 optimal zu korrigieren. Von besonderem Interesse sind meist kleinere Bildfelder, z.B. die Fovea oder auch einzelne Gefäße.

Aus diesem Grunde wird im allgemeinen zunächst ein Übersichtsbild erzeugt, wobei der Spiegel 6 nicht aktiviert ist. Anhand dieses Übersichtsbildes werden dann über den Monitor 25 die interessierenden Teilbereiche ausgewählt und es wird über diese Bereiche die adaptiv-optische Bildschärfeeinstellung durchgeführt. Die dabei ermittelten Korrektionswerte werden im Rechner 33 abgelegt.

Bei der nachfolgenden vergrößerten Darstellung der ausgewählten Teilbereiche werden diese dann auf dem Monitor 25 mit hoher Bildschärfe und 10° hohem Kontrast dargestellt.

Bei der Untersuchung anomaler Augen, z.B. bei extrem Kurzsichtigen oder auch nach Katarakt-Operationen kann es auch zweckmäßig sein eine Korrektur des beleuchtenden Strahles über das gesamte Bildfeld durchzuführen um einmal ein gutes Übersichtsbild zu erhalten und andererseits die Auswahl beliebiger Teilbereiche zu ermöglichen.

Um bei der in Fig. 1 dargestellten Vorrichtung auch eine sehr hohe Bildauflösung in vertikaler Richtung zu erhalten ist es möglich mit einem 20 Bildfenster zu arbeiten, das streifenförmig ist und alle mittels des Scanners 12 zu realisierenden Bildzeilen enthält. Dieses Bildfenster wird dann in vertikaler Richtung verschoben und das gesamte Bild wird aus einzelnen Streifen im Speicher 27 zusammengesetzt.

25 Die Vorrichtung nach der Erfindung wird besonders vorteilhaft so ausgebildet, daß sie neben einer hochgenauen Bilddarstellung auch eine Messung der räumlichen Blutflußverteilung im Fundus und eine Messung der räumlichen Verteilung der Sauerstoffsättigung des Blutes in der Netzhaut ermöglicht.

30 Zur Messung der räumlichen Blutflußverteilung kommt ein differentielles Laser-Doppler-Velocimeter 41 zum Einsatz, das in Fig. 6 gesondert dargestellt ist. Der Strahl des He-Ne-Lasers 1 wird mittels des Prismensystems 42 in zwei parallele Strahlen der gleichen Intensität aufgeteilt, die über ein Dove-Prisma 43 und ein Objektiv 44 auf einen gemeinsamen Punkt der Retina 18 abgebildet werden. Im Kreuzungsbereich, d.h.

dem Meßvolumen entsteht ein Interferenzmuster. Erythrozyten, die dieses Lichtgitter durchlaufen, erzeugen ein Streulichtsignal, dessen Modulationsfrequenz zum Streifenabstand und zur Partikelgeschwindigkeit proportional ist. Dieses Streulichtsignal wird über Spiegel 45, 46 einem 5 Empfänger 47 zugeleitet, vor dem ein Interferenzfilter 48 und eine Blende 49 angeordnet sind. Das vom Empfänger 47 gelieferte Meßsignal wird im Bandpaßfilter 50 gefiltert, im Wandler 51 digitalisiert und in einen Mikroprozessorsystem 52 zwischengespeichert. Mit Hilfe einer zeitopti- 10 mierten Fast Fourier Transformation wird dort das Leistungsspektrum berechnet, aus dem die Flußgeschwindigkeit bestimmt und bei 53 angezeigt wird.

Das Velocimeter der Fig. 6 ist aus Gründen der Übersichtlichkeit in Fig. 1 nicht dargestellt. Sein Platz in der Vorrichtung ist durch den 15 Pfeil 41 gekennzeichnet, d.h. es ersetzt praktisch das optische System 4. Die Linse 44 in Fig. 6 wird dabei von der Linse des Auges 16 gebil- det.

Die Vorrichtung der Fig. 1 kann auch mit einem He-Se-Laser 54 betrieben 20 werden, dessen Strahl über Spiegel 55 eingespiegelt wird. Ein solcher Laser kann beispielsweise über eine Ausgangsleistung von 100 m Watt verfügen, die sich über sehr viele Linien im sichtbaren Spektralbereich erstreckt. Die gelben Laserlinien im Bereich der Absorption des Hämoglobin- und Oxyhämoglobin-Moleküls eignen sich zur Messung der Sauer- 25 stoff-Sättigung in den retinalen Blutgefäßen. Aufgrund der unterschiedlichen spektralen Absorptionscharakteristiken des Oxyhämoglobins und des deoxygenierten Hämoglobins kann durch Messung bei den Wellenlän- gen 559 nm, 569 nm und 586 nm der Grad der Sauerstoffsättigung ermit- telt werden. Dazu wird das vom Auge 16 reflektierte Licht über einen 30 Spiegel 56 und zwei Spektralspiegel 57, 58, drei Empfängern 59, 60, 61 zugeführt. Die von diesen erzeugten Spektralsignale werden einem Rech- ner 62 zugeleitet, der die Sauerstoff-Sättigung errechnet.

Fig. 7 zeigt die Wellenlängenabhängigkeit der Extinktionskoeffizienten 35 von Hämoglobin (Hb) und Oxyhämoglobin (HbO₂). Die Messung erfolgt bei der Wellenlänge 559 nm, während bei den Wellenlängen 569 nm und 586 nm

- 15 -

18

isobestische Punkte bestehen, die zur Normierung verwendet werden. Um den normalerweise vorhandenen Streu-Untergrund zu kompensieren, kann es vorteilhaft sein bei der Messung noch zwei oder drei andere, vom Laser 54 erzeugte Wellenlängen zu verwenden. Dadurch wird es möglich das

5. Signal/Rausch-Verhältnis zu verbessern.

10

15

20

25

30

35

- 19 -
Leerseite

Nummer:
Int. Cl. 3:
Anmeldetag:
Offenlegungstag:

32 45 939
A 61 B 3/10
11. Dezember 1982
14. Juni 1984

Fig.1

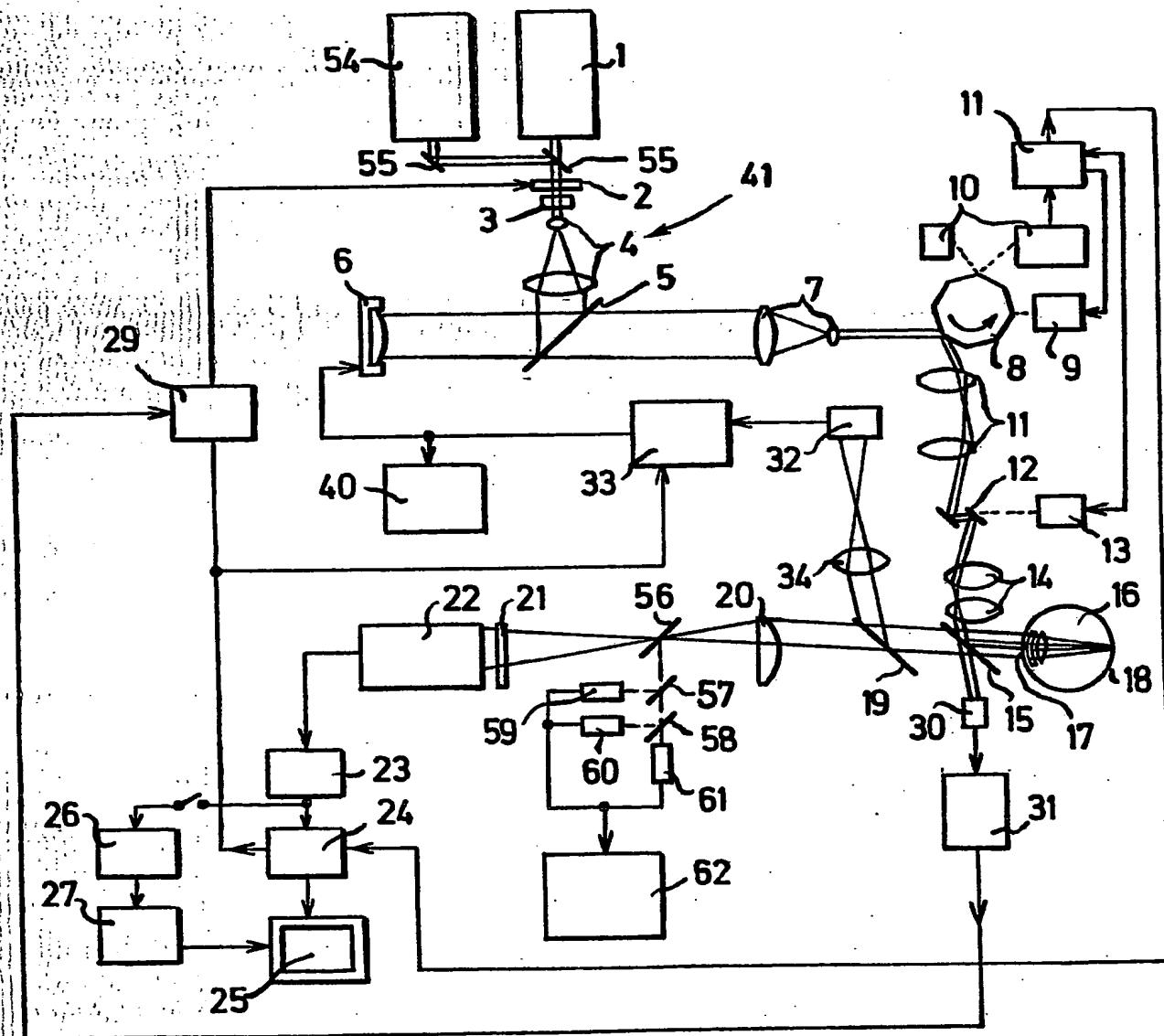


Fig.2

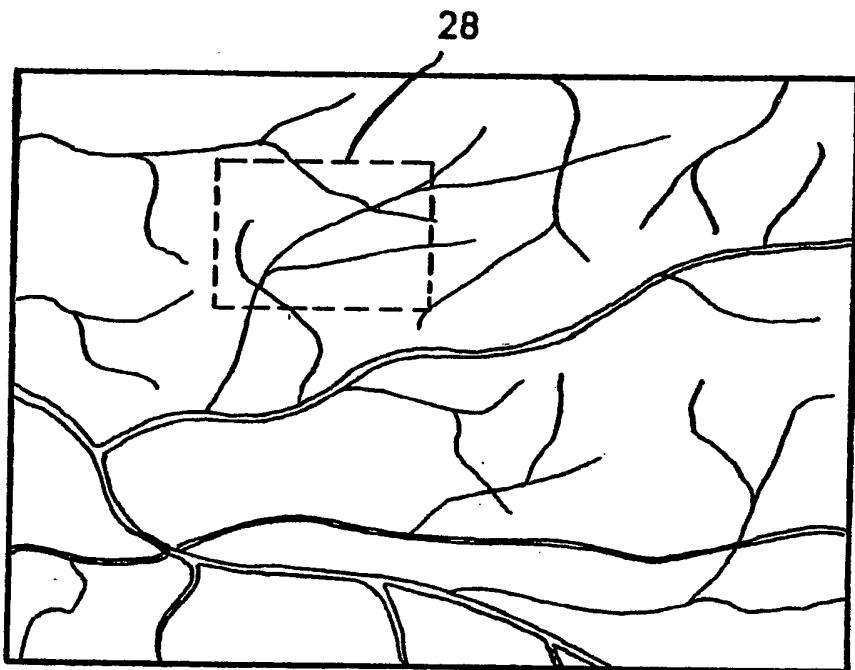
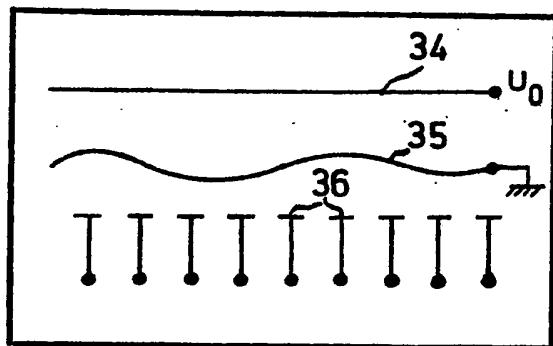


Fig.3



1P 979x

BAD ORIGINAL

Fig.4

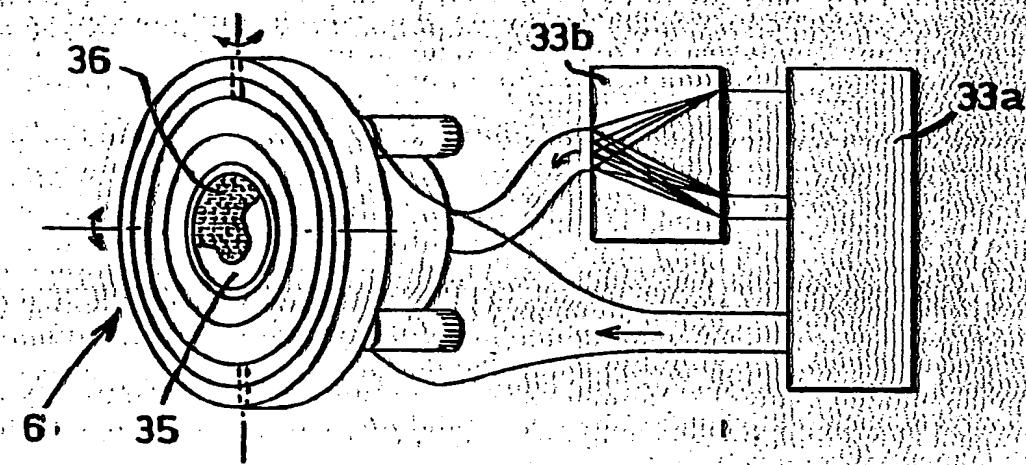


Fig.5

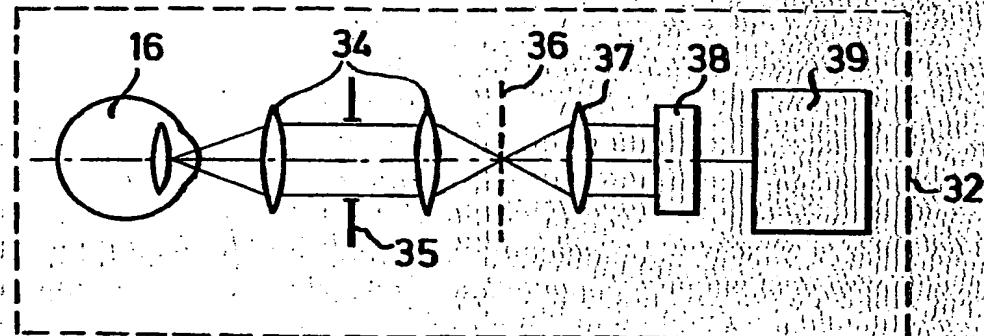


Fig.6

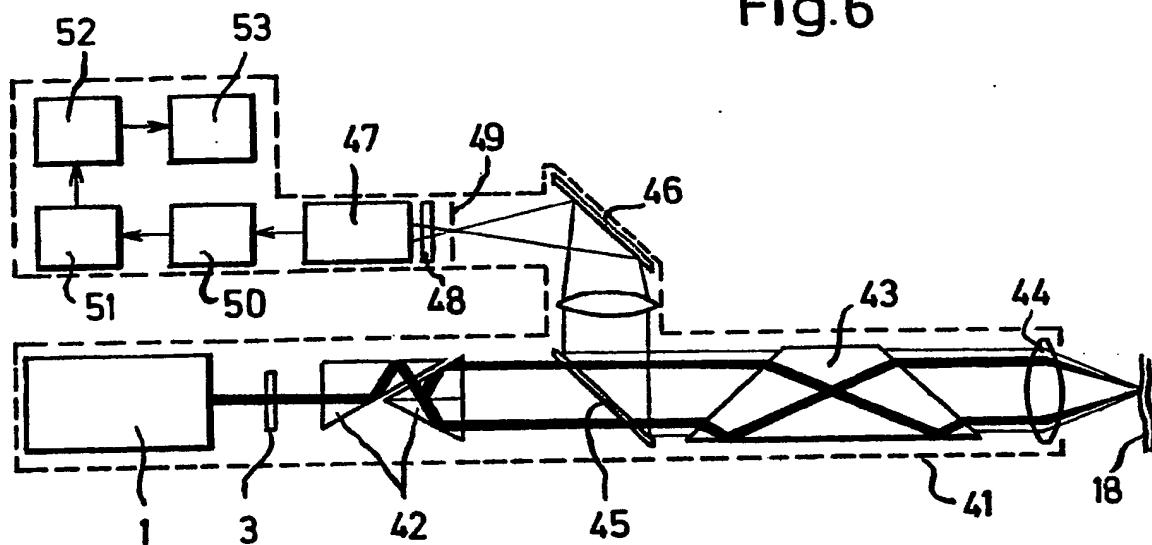
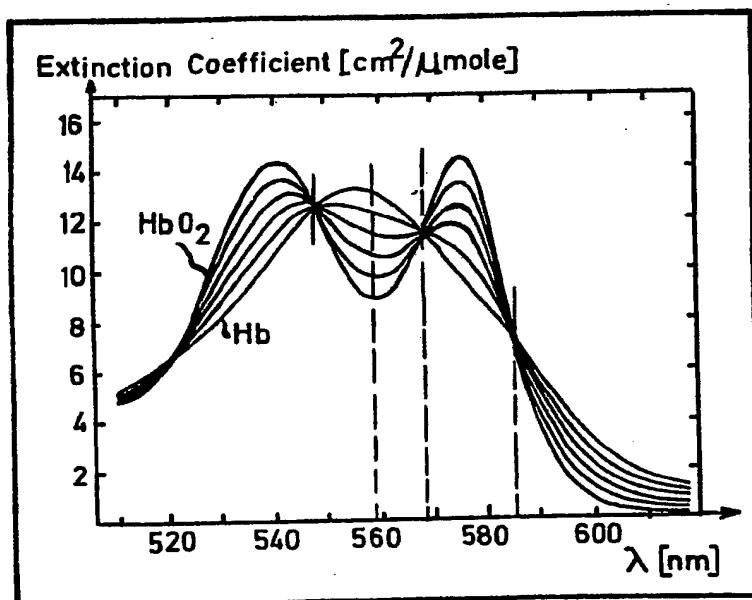


Fig.7



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

THIS PAGE BLANK (USPTO)